



TITLE:

排尿モデルによる尿流曲線の近似

AUTHOR(S):

西本, 憲一; 西尾, 正一; 早原, 信行

CITATION:

西本, 憲一 ...[et al]. 排尿モデルによる尿流曲線の近似. 泌尿器科紀要
1995, 41(1): 27-32

ISSUE DATE:

1995-01

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/115433>

RIGHT:

排尿モデルによる尿流曲線の近似

生長会府中病院泌尿器科 (院長: 西尾正一)

西本 憲一, 西尾 正一

大阪市立総合医療センター泌尿器科 (部長: 早原信行)

早 原 信 行

APPROXIMATION OF UROFLOWMETROGRAMS
USING MICTURITION MODEL

Kenichi Nishimoto and Shoichi Nishio

From the Department of Urology, Fuchu Hospital

Nobuyuki Hayahara

From the Department of Urology, Osaka City General Hospital

One hundred and two uroflowmetric curves obtained from adult men were approximated to investigate the individual micturition quantitatively. We obtained a differential equation under the hypothesis that the factors concerned with micturition are the vesical pressure as the driving force and inertia of urine, friction resistance and elasticity of urethra as resistance. Using one of the solutions of this differential equation, we could approximate the uroflowmetric curves for normal and abnormal micturition. Furthermore, we could describe the calculated vesical pressure curve from the differential equation.

There was a lag in the phase of the calculated vesical pressure curve against the uroflowmetric curve, which was considered to appear according to the resistance due to both inertia of urine and elasticity of urethra. The mean value of the difference of the calculated vesical pressure during micturition in normal cases was larger than that in abnormal cases. This suggests that it is necessary to maintain a high vesical pressure during micturition in abnormal cases, to maintain a small difference of the vesical pressure.

In conclusion, we approximated the uroflowmetric curves, described the calculated vesical pressure curves and estimated them quantitatively.

(Acta Urol. Jpn. 41: 27-32, 1995)

Key words: Micturition model, Approximation of uroflowmetrogram, Vesical pressure curve

緒 言

尿流測定は非侵襲の検査法で臨床的に有用であり、また視覚的にも理解しやすい。しかし、尿流曲線の定性的性質の理解が今までアナログ的であったため、曲線の量的取扱いがほとんどできなかった。尿流曲線が解析できれば尿道で起こっている現象をある範囲内で説明できるはずであり、定性的性質の量的取扱いができれば排尿状態の変化がもう少し表現しやすくなる。

尿流曲線の解析のため尿道を1つのコンパートメントと考えた排尿モデルをつくり、それによりえられた式で尿流曲線を近似した。その近似式は尿流曲線を良

く近似し、また流量に相当する計算上の膀胱内圧の変化を知ることにも可能となった。

対象および方法

対象として男性正常排尿例36例を選び、臨床的に排尿障害があると診断された男性異常排尿例66例を対照として、合計102例の尿流曲線について近似を行った。異常例は全例前立腺肥大症と診断されている。尿流曲線はピークが1つのものを用いた。残尿量は10ml以下の症例を使用した。

『排尿現象には、駆動系としての膀胱内圧と抵抗系が存在し、その相互作用の時間的変化の結果が尿流曲

線として描かれる。』という前提のもとにマクロの排尿モデルを考えた。膀胱内圧としての時間 (t) の3次式を採用した。抵抗系として、尿道内の慣性抵抗、摩擦抵抗、弾性抵抗の3つを採用した。慣性抵抗は尿流量 (Q(t)) の時間的変化に比例し、摩擦抵抗は Q(t) に比例し、弾性抵抗はその時点での排尿量に比例するとし、その全抵抗に關与する圧が膀胱内圧 P(t) に等しいと考えると下記の式 (1) がえられる。

$$L \frac{dQ}{dt} + RQ + \frac{1}{C} \int Q dt = P(t) \dots \dots \dots (1)$$

C, R, L: 定数

この式は下記の式(2)を解として持つ。解法は微分積分学では一般的であるのでここでは割愛する。

$$Q(t) = \lambda(e^{\alpha_1 t} - e^{\alpha_2 t}) + Bt \left(\frac{A}{B} - t \right) \dots \dots \dots (2)$$

λ, A, B : 定数, $\phi = R/L$, $\psi = CL$

$$\alpha_1 = \frac{-\phi + \sqrt{\phi^2 - \frac{4}{\psi}}}{2}$$

$$\alpha_2 = \frac{-\phi - \sqrt{\phi^2 - \frac{4}{\psi}}}{2}$$

式(1)は L, R, C の条件により3つの解を持つが、今回は式(2)のみを使用した。

実際の尿流曲線から、その曲線の特徴を良く表現している座標 (t, Q) の代表的な7点を読みとり、その値と式(2)の値を使用し、最小2乗法にて式(2)の5つの未知数 $\phi, \psi, \lambda, A, B$ の近似値を決定した。計算は自作のプログラムを使用して行った。また、5つの係数が決定されると、式(1)左辺の係数と、右辺の3次式の係数が自動的に決定でき、計算上の膀胱内圧の時間的変化もえられた。ただ、排尿開始時の圧 (P₀) は決定できないので、膀胱内圧の変化は相対的なものとしてしかえられない。

ピークが多数である尿流曲線は P(t) に3次以上の高次多項式を適用すれば原則的に近似可能であることが解っている。

今回は年齢による変化の考察は行わなかった。

結 果

実例として、正常例、排尿障害例のおおの1例の尿流曲線の近似曲線と計算上の膀胱内圧曲線を Fig. 1, 2 に示す。またそれぞれの P-V 図、P-Q 図も Fig. 3, 4 に示す。

T100 に対して $\phi, \psi, B, A/B$ の相関を Fig. 5 から Fig. 8 に示す。T100 と λ は相関がなかった。

また、T100 と排尿量 (VV) との相関を Fig. 9

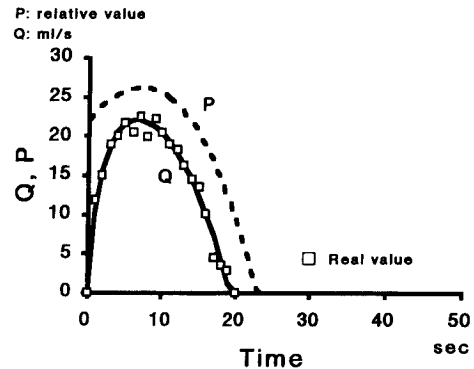


Fig. 1. Approximation curve of uroflowmetrogram (Q) and calculated vesical pressure curve (P) in a normal case (case 126).

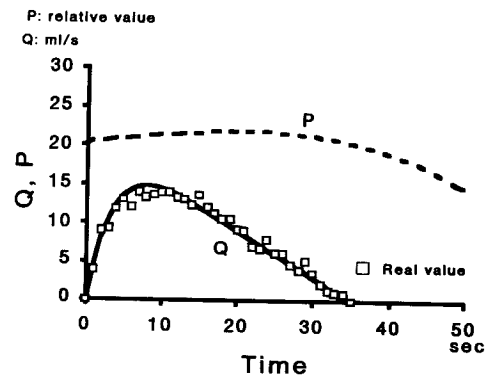


Fig. 2. Approximation curve of uroflowmetrogram (Q) and calculated vesical pressure curve (P) in an abnormal case (case 232).

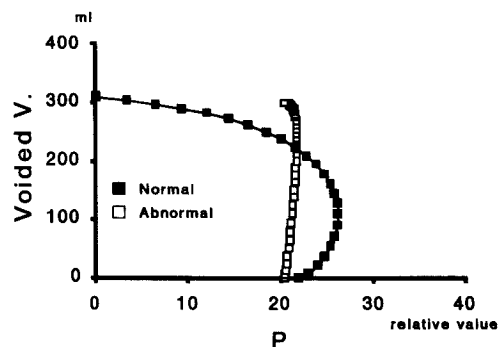


Fig. 3. Calculated vesical pressure (P)-voided volume diagram in normal and abnormal cases.

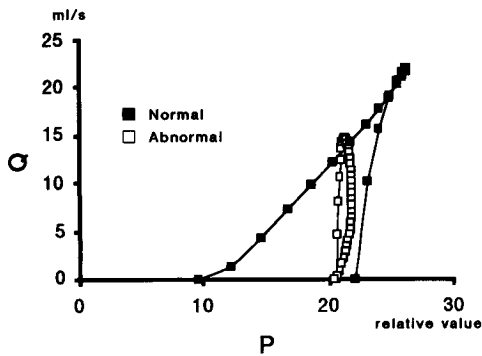


Fig. 4. Calculated vesical pressure (P)-flow (Q) diagram in normal and abnormal cases.

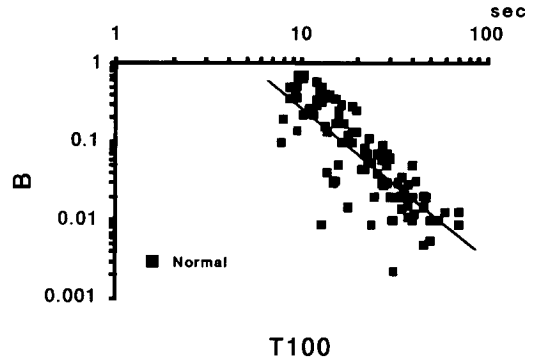


Fig. 7. Correlation between T100 and B. (Logarithm scale, $r=-0.828$, $p<0.001$) B: no dimension

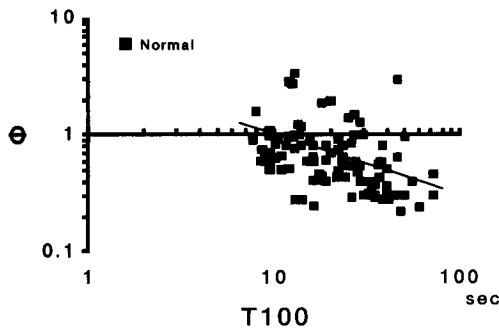


Fig. 5. Correlation between T100 and ϕ . (Logarithm scale, $r=-0.430$, $p<0.001$) ϕ : no dimension

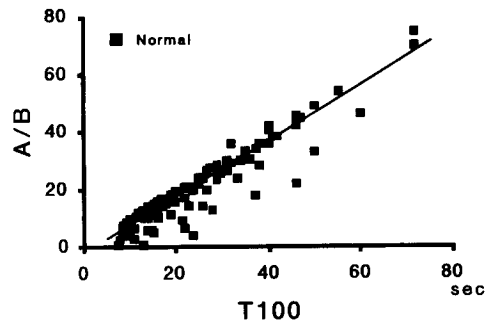


Fig. 8. Correlation between T100 and A/B. ($r=0.939$, $p<0.001$) A/B: no dimension

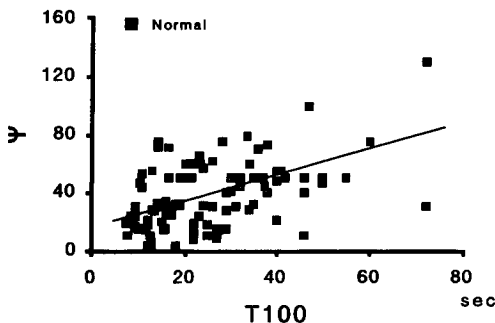


Fig. 6. Correlation between T100 and ψ . ($r=0.504$, $p<0.001$) ψ : no dimension

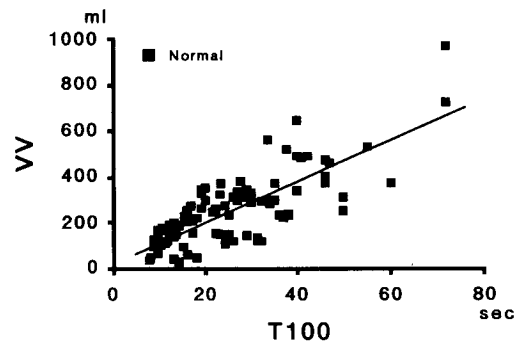


Fig. 9. Correlation between T100 and VV. ($r=0.785$, $p<0.001$)

に示す。

各パラメーターの正常, 異常例の平均値を Table 1 に示す。

考 察

1) 式(1)の導入の経緯と意義

排尿中の尿道, 特に前立腺部尿道の動きを考えてみ

る。排尿開始に伴い膀胱内圧が上昇すると尿は加速され運動エネルギーをえる。それとともに前立腺の弾性に逆らい尿道は拡張され, 尿道内圧とバランスがとれるが, 常に尿道の弾性のために尿道は元の状態に戻ろうとする。さらに, 尿道内の流体の粘性抵抗や壁との摩擦抵抗も存在する。これらの現象はコイルと抵抗と容量(コンデンサー)が直列に結合された電気回路に

Table 1. Mean values of each parameter in normal and abnormal cases.

	Normal cases	Abnormal cases	Significant difference
ϕ	0.87 \pm 0.56	0.67 \pm 0.57	NS
φ	29.9 \pm 16.7	40.4 \pm 24.4	p<0.05
λ	17.6 \pm 11.0	25.9 \pm 22.8	p<0.05
B	0.30 \pm 0.17	0.070 \pm 0.122	p<0.001
A/B	11.1 \pm 4.8	25.5 \pm 14.9	p<0.001
T100	13.5 \pm 4.3	30.6 \pm 13.7	p<0.001

(mean \pm SD)

交流電圧がかかるときの電流の動きと良く似ている。この回路に流れる電流を求める式と式(1)とは同じ形をしており、左辺の第1項がコイルによる電圧降下を示し、第2項が抵抗による電圧降下、第3項がコンデンサによる電圧降下である。右辺は回路にかかる電圧差である。

質点の力学でも同様の現象が見られる。コイルパネの一方におもりが付いていて、そのおもりが粘性のある液体中にあり、そのコイルに力が加わった時の質点の動きも式(1)と同じ形をしている。その時は、第1項は質点の慣性、第2項は速度に比例する粘性抵抗、第3項は質点の変位に比例する抵抗となり、右辺は加えられる力に相当する。これらの現象によく似ているために、同様の考えで尿道内の尿流量を表現できるのではないかとモデルとして採用した。

式(1)を力学的に表現すると、第1項は慣性を発生させる圧で、この圧により液体はある速度を持ち運動エネルギーをえる。第2項は摩擦抵抗に対応する圧で、第3項は変位に比例する抵抗に対応する圧で、尿道の弾性に関与していると考えている。第2、第3項は最終的に熱となり消滅する。これら3つの圧の和が膀胱内圧である。

基本的には式(1)で数学的に表現されるモデルを排尿に適用すれば、尿流曲線をよく近似でき、排尿モデルとして使用できると考えている。身近に力学や電気工学には同じ式で表現される例があり、具体的に理解するうえで助けになる。

2) 尿流曲線、計算上の膀胱内圧曲線について

この排尿モデルによる近似式を使用すると、尿流曲線がかなり精密に近似でき、ほぼ臨床的に使用できることがわかった (Fig. 1, 2)。

排尿状態の変化を検討するためにいままでは最大尿流量率 (Qmax) が使用されてきたが、よく知られているように Qmax は排尿量に依存しており、排尿量

の異なる尿流曲線を比較するのには不適当である。Qmax のみが大きくても必ずしも排尿状態は改善していないことは議論するまでもない。排尿量に依存しない物理量が導入されるべきである。著者らは尿流曲線を別の面から量的解析したパラメーターを考案し、試験的に使用しているが、症例毎の比較や手術法の違いによる結果の比較に都合がよい¹⁾。

武井ら²⁾は尿流曲線のピークと膀胱内圧曲線のピークのずれを示し、位相差の存在を指摘している。尿道摩擦抵抗のみでは位相の差は生じないのは明らかで、位相差があるとすれば摩擦抵抗以外の、位相のずれを生じさせる抵抗が存在することを示唆している。膀胱内圧と尿流曲線を実際に測定すると内圧よりも流量の測定は時間が少し遅れるが、これは測定技術上の問題であり、位相差はその系に内在する性質である。このモデルでは P(t) は Q(t) に対応する圧なので表示上時間のずれはないが、実際位相のずれの存在をしている。位相差は Po の値に左右されない。さらに武井らが述べているように尿流量が0となっても P(t) は0となっていないこともわかる。

尿流曲線を良く近似し、武井らの報告と定性的には合致していることから、この排尿モデルは妥当であると考えている。

3) 排尿中の圧変化について

さらに、排尿中の圧変化を見てみる。計算上の最大膀胱内圧と最小膀胱内圧の差は正常例で 20.1 \pm 14.1 (mean \pm SD)、異常例で 10.7 \pm 16.3 (p<0.01) で、排尿開始後の圧変動は正常の方が大きい。Fig. 3, 4に示した P-V 図、P-Q 図でも排尿中の圧変動は正常の方が大きい。異常例では膀胱内圧を維持していなければ、排尿できないことを示し、排尿終了直前でも高い圧を保持している。逆に高い膀胱内圧を維持できなければ尿閉となるか残尿が発生することを示している。これは膀胱内圧の絶対値が大きいという訳でなく、このモデルでは評価できないが、正常では Po は小さく排尿が開始されれば圧変動が大きいと理解すべきと考える。Po の絶対値は実測にまたねばならない。

4) 近似式の係数について

ϕ の自然対数 $\ln \phi$ は $\ln (T100)$ とは弱い負の相関があり (Fig. 5)、正常と異常例の分布には特徴的な差がない。平均値でも有意の差はない (Table 1)。 ϕ は曲線の立ち上がりの程度におもに関係した係数で、異常例でも立ち上がりだけは良好な症例があるためと考えられた。

ϕ はおもに曲線の Tailing に関係しており、T100 と弱い正の相関を示す (Fig. 6)。異常例は ϕ が大きく

(Table 1), 結果的に排尿時間が長くなっている。ただ ϕ は立ち上がりにも少し影響を与え、完全に ϕ と ϕ は分離されていない。 ϕ はすでに示したように R/L であり、 ϕ は CL で、 L が両者に含まれているためである。

λ は $T100$ と相関はないが、正常例では値は小さい (Table 1)。式(2)に解る様に正常例では膀胱内圧に関係ある第2項が大きいために、また第1項の括弧内の値が大きいために相対的に λ は小さいと考えられた。

B は膀胱内圧の尿流量に対する寄与の割合に関係した係数であり、正常例では異常例に比較して平均値は大きい (Table 1)。このことは Po が大きいことを示している訳でなく、流量の値に占める膀胱内圧の項の値が大きいことを示している。 $T100$ の大きい例では B は小さく $\ln B$ と $\ln (T100)$ は強い負の相関がある (Fig. 7)。

A/B は $T100$ と強い正の相関があり (Fig. 8), 正常例では平均値は小さい (Table 1)。 A/B はほぼ排尿時間を表している。 A の分布は示さなかったが B とほぼ同様の分布を示す。正常例では A も B も大きく結果的に A/B の値は小さい。

$T100$ と VV は強い正の相関を示す (Fig. 9)。当然 VV の大きい例は $T100$ は大きい、正常例は全例とも VV が 400ml 以下で、もちろん排尿時間も短い (Table 1)。このことは正常人でも排尿量が多くなると異常な尿流曲線を描くことを示している。実際 VV が大きい場合、 Q_{\max} には制限があるため $T100$ が延長してくるためである。

以上まとめると、正常例では ϕ は大きく、 ϕ は小さい。 λ は有意差はなく、 B が大きく膀胱内圧の寄与が大きいことを示し、 A/B が小さい。いい替えれば正常例では尿流曲線の立ち上がりがよく、短い時間で排尿が終了し、1回排尿量も比較的少なく、排尿中の膀胱内圧の変化が大きいと結論づけられる。これらは当然のことながら、日常の臨床例で遭遇する印象と良く一致する。

このモデルは L, R, C などの定数にて尿道の状況表現しており、3次式で近似した場合 A, B にて膀胱内圧の状況表現している。 ϕ, ϕ が決定されると α_1, α_2 が決まり、式(2)が決定できる。 $\phi, \phi, \lambda, A, B$ の5つの定数で尿流曲線を近似でき、排尿状態が表現できることになる。その意味ではこれらの定数群は排尿状態をミクロで表現する値であるが、モデル自体はマクロのモデルである。このモデルでは膀胱の形状や尿道の各部の断面積や断面の形状を問題とする必要がない。流れが層流か乱流かを議論する必要もな

い。反面このモデルでは尿道を1つのコンパートメントとしてみているために、尿道の任意の部分でどのような現象が起こっているかという議論はできない。その議論のためには他のモデルを必要とする。

実際の臨床面で必要なのは、

- 1) 現在の排尿状態を知る。
- 2) 手術前後の排尿状態の変化を比較できる。
- 3) 薬物投与による利尿筋の収縮力の変化や、前立腺部尿道の変化がわかる。という3つがおもなるものであり、それらの変化はこのモデルで表現される。排尿で問題となるのは膀胱内圧と前立腺部尿道抵抗と内外尿道括約筋群の作用であり、遠位尿道は狭窄のないかぎり単なる導管として考えられる。前立腺の手術の前後についても変化するのは膀胱頸部と前立腺部尿道のみであり、薬物投与の場合にも効果のある部分のみ変化するので、その変化が定数群の変化に反映する。これらより、尿道を1つのコンパートメントとして見なくても臨床的には問題はないものと考えられる。外尿道括約筋の動向を示す項を加えれば、さらに近似は精密となる可能性があり検討を要する。残尿の多い症例についてこのモデルで表現が妥当か否かについてはいまのところ検討を加えていない。

本論文においては尿流曲線をどの程度精密に近似できるかということから排尿モデルの妥当性について検討したが、臨床的に応用されるためにはこの近似式を使いシミュレーションができるようになり、それを使用して排尿状態を定量的に表現する物理量を示すことができることであると考えている。

結 語

尿道の慣性抵抗、摩擦抵抗と弾性抵抗を考慮にいれた排尿モデルを、実際に測定した尿流曲線に適用して尿流曲線の近似式をえた。それにより尿道および計算上の膀胱内圧の特性を示す係数を求めることができた。また、尿流曲線に対応する計算上の膀胱内圧曲線も結果的に描くことができた。尿流曲線と膀胱内圧曲線のピークはずれており、位相差を示した。正常例では排尿中の膀胱内圧の変化量は異常例よりも大きかった。

排尿モデルとして膀胱内圧を駆動力とし、慣性抵抗、摩擦抵抗と弾性抵抗の3つの抵抗を全抵抗とする系を考えると、尿流曲線をかなり精密に近似できることがわかった。

本論文の要旨の一部は第80回日本泌尿器科学会総会 (1992年4月)、第42回日本泌尿器科学会中部総会 (1992年11月)、第81回日本泌尿器科学会総会 (1993年4月)、第58回日本泌

尿器科学会東部総会（1993年10月）において発表した。

文 献

- 1) Nishimoto K, Iimori H, Ikemoto S, et al.:
Criteria for differentiation of normal and
abnormal uroflowmetrograms in adult men.

Br J Urol 73: 494-497, 1994

- 2) 武井実根雄, 熊澤浄一: 排尿時膀胱内圧曲線と尿
流量率曲線の位相差について. 第78回日本泌尿器
科学会総会抄録集 341, 1990

(Received on July 7, 1994)

(Accepted on October 7, 1994)

(迅速掲載)